

FLUORESCENT ENDOSCOPE

Publication number: JP11332820

Publication date: 1999-12-07

Inventor: TSUJITA KAZUHIRO; SENDAI TOMONARI

Applicant: FUJI PHOTO FILM CO LTD

Classification:

- international: G01N21/64; A61B1/00; A61B1/04; A61B5/00; G02B23/26; G06T1/00; H04N7/18; G01N21/64; A61B1/00; A61B1/04; A61B5/00; G02B23/26; G06T1/00; H04N7/18; (IPC1-7): A61B1/00; A61B1/04; A61B5/00; G01N21/64; G02B23/26; G06T1/00; H04N7/18

- european: A61B1/04D4

Application number: JP19980148666 19980529

Priority number(s): JP19980148666 19980529

Also published as:

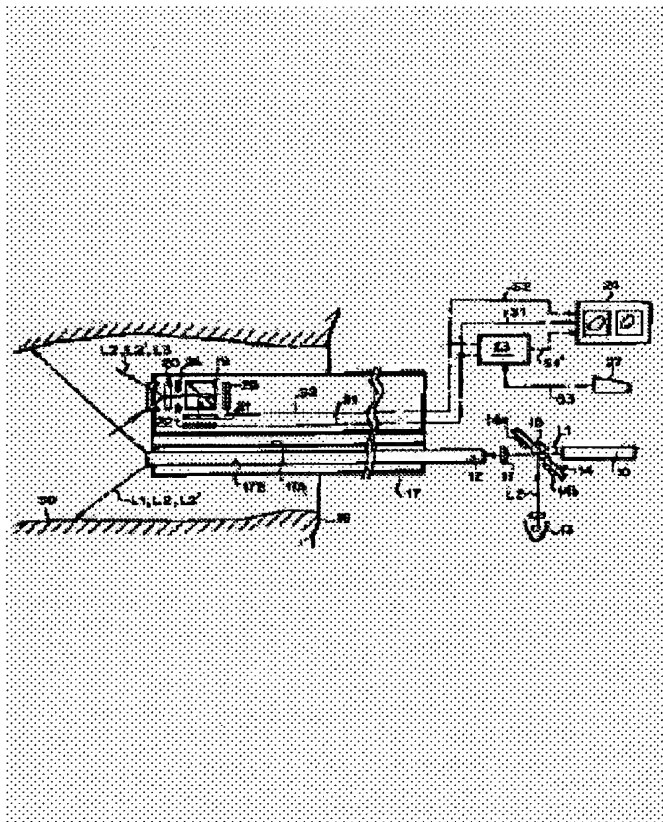
US6280378 (B1)

Report a data error here

Abstract of JP11332820

PROBLEM TO BE SOLVED: To secure a larger quantity of incident light into an image pickup means while eliminating blurring of an image attributed to insufficient depth of focus in an objective optical system and achieve a processing of restoring the image for eliminating the blurring thereof accurately regardless of changes in positional relationship between a fluorescent endoscope and an object to be observed in the fluorescent endoscope.

SOLUTION: A part 30 in vivo is irradiated with light L2' for measuring the wavelength range of fluorescent L3 generated when the part 30 is irradiated with excitation light L1 from illumination light irradiation system 13 and 14b for measurement to take output image signals S1 and S2 then generated of a fluorescent image pickup means 22 and a normal image pickup means 25 into an arithmetic means 23. A computation is performed by the arithmetic means 23 between both the image signals S2 and S1 to determine a degradation function of the image. An image restoring processing is performed by the image processing means 23 for the image signal S1 indicating a fluorescent image outputted by the fluorescent image pickup means 22 when the fluorescent image is taken based on the degradation function.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報 (B 2)

(11) 特許番号

特許第 3 3 9 4 4 4 7 号

(P 3 3 9 4 4 4 7)

(45) 発行日 平成15年4月7日 (2003. 4. 7)

(24) 登録日 平成15年1月31日 (2003. 1. 31)

(51) Int. Cl.⁷

識別記号

F I

A 6 1 B 1/00

3 0 0

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

3 0 0 Y

1/04 3 7 2

1/04 3 7 2

5/00 1 0 1

5/00 1 0 1 A

G 0 1 N 21/64

G 0 1 N 21/64 Z

請求項の数 5

(全 7 頁)

最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平10-148666

(22) 出願日 平成10年5月29日 (1998. 5. 29)

(65) 公開番号 特開平11-332820

(43) 公開日 平成11年12月7日 (1999. 12. 7)

審査請求日 平成12年7月14日 (2000. 7. 14)

(73) 特許権者 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72) 発明者 辻田 和宏

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富

士写真フイルム株式会社内

(72) 発明者 千代 知成

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富

士写真フイルム株式会社内

(74) 代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外1名)

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体内部の部位に照明光を照射する照明光照射系と、

前記部位で反射した照明光による像を結像させる通常像用対物光学系と、

この像を撮像する通常像撮像手段と、

光感受性物質の励起波長領域にある励起光を生体内部の部位に照射する励起光照射系と、

前記励起光が照射された部位から発せられた蛍光による像を結像させる蛍光像用対物光学系と、

この蛍光による像を撮像する蛍光像撮像手段とを備える蛍光内視鏡において、

生体内部の部位に、前記蛍光の波長領域にある波長の計測用照明光を照射する計測用照明光照射系と、

この計測用照明光が照射された同一部位に関する前記通

2

常像撮像手段および蛍光像撮像手段の出力画像信号を取り込み、これらの画像信号間で演算を行なって、蛍光像用対物光学系による画像の劣化関数を求める演算手段と、

前記蛍光像撮像手段が出力した、前記蛍光による像を示す画像信号に対して、前記劣化関数に基づいて像回復処理を施す画像処理手段とが設けられたことを特徴とする蛍光内視鏡。

【請求項 2】 前記計測用照明光照射系が、前記蛍光のスペクトルとほぼ同等のスペクトルの計測用照明光を発するものであることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡。

【請求項 3】 前記計測用照明光照射系が、前記蛍光の主要ピーク波長とほぼ等しい波長の計測用照明光を発するものであることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視

鏡。

【請求項 4】 前記演算手段が前記劣化関数として、蛍光像用対物光学系の P S F (point spread function : 点ひろがり関数) を求めるものであることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の蛍光内視鏡。

【請求項 5】 前記通常像用対物光学系と蛍光像用対物光学系とが互いに別個のものであり、前記劣化関数を求めるための前記通常像撮像手段および蛍光像撮像手段の出力画像信号に対して、前記通常像用対物光学系と蛍光像用対物光学系との間の視差による像歪みを補正する処理を施す手段が設けられたことを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の蛍光内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は生体内部を観察するための蛍光内視鏡に関し、特に詳細には、対物光学系の焦点深度不足による像のボケを解消できるようにした蛍光内視鏡に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、生体内部を観察したり、また観察しながら治療するために、内視鏡が広く用いられている。現在の内視鏡は、生体内部の部位に光ファイバー等を介して照明光を照射する照明光照射系と、生体内部に挿入されて上記部位で反射した照明光による像を結像させる対物光学系と、この像を撮像する撮像手段とを備えてなる、いわゆる電子内視鏡が主流となっている。

【0003】一方、従来より PDD (Photodynamic Diagnosis) と称される光力学診断についての研究が種々なされている。この PDD とは、腫瘍親和性を有し、光により励起されたとき蛍光を発する光感受性物質を予め生体の腫瘍部分に吸収させておき、その部分に光感受性物質の励起波長領域にある励起光を照射して蛍光を生じさせ、この蛍光の強度を測定したり、あるいはこの蛍光による画像(蛍光像)を表示して腫瘍部分を診断する技術である。またこの PDD の別の形態として、生体由来の光感受性物質に着目し、その光感受性物質に励起光を照射して蛍光(いわゆる自家蛍光)を生じさせ、同様の診断に応用する技術も知られている。

【0004】このような蛍光像を撮像、表示するための蛍光内視鏡は基本的に、上述のような照明光照射系、対物光学系および撮像手段を備えた上で、光感受性物質の励起波長領域にある励起光を生体内部の部位に照射する励起光照射系を備え、この部位から発せられた蛍光による像(蛍光像)を蛍光像用対物光学系によって結像させ、この蛍光像を撮像手段によって撮像するように構成される。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】ところでこの蛍光内視鏡においては、通常極めて微弱である蛍光を効率良く検出するために、F ナンバーの小さい、明るい対物光学系

を適用することが望まれる。しかし明るい対物光学系を適用すると、その場合は焦点深度が低下して、撮像された蛍光像の一部にボケが生じるという問題が生じやすい。

【0006】従来、焦点深度の拡大を図った内視鏡の対物光学系として、例えば特公平 7-119893 号に示されるものが知られている。この光学系は、可変絞りを組み込み、光学系に比較的近い部分を観察する際にはこの可変絞りを絞り込み、それによって焦点深度を拡大するようにしたものである。

【0007】しかし、上述した通り生体内部の部位から発せられる蛍光は極めて微弱であるので、上記の可変絞りによる焦点深度拡大の手法は、蛍光内視鏡に対しては適用困難となっている。

【0008】上記の事情に鑑みて本出願人は先に、生体内に挿入される対物光学系と、この対物光学系により結像された像を撮影して画像信号を出力する撮像手段とを備えた内視鏡において、撮像手段による撮像範囲の中で、予め定められた所定範囲についての画像信号に対して対物光学系の P S F (point spread function : 点ひろがり関数) 等の劣化関数を用いて像回復処理を施すことを提案した(特願平 8-329549 号参照)。

【0009】この内視鏡によれば、P S F 等の劣化関数を用いた像回復処理により、対物光学系の焦点深度不足による像のボケを解消することができ、その一方、焦点深度にはとられないで明るい対物光学系を適用できるから、撮像手段への入射光量を大きく確保することも可能となる。

【0010】しかし上記の内視鏡においては、P S F 等の劣化関数として、所定の設計値や予め測定しておいたものを用いるようにしているので、実際に観察する対象物と内視鏡との位置関係が変化したような場合は、それに伴う劣化関数の変化まで考慮して正確な像回復を行なうのは困難となっている。

【0011】また、観察する対象物と内視鏡との間の実際の距離を測定し、その実測距離が所定範囲内にある部位についての画像信号に対して像回復処理を施すことも考えられているが、その場合は、距離測定手段が別途必要になって内視鏡の構造が複雑化するという問題が生じる。

【0012】そこで本発明は、上述のような距離測定手段を必要とせずに、観察する対象物との位置関係が変化しても正確に像回復処理を行なうことができる蛍光内視鏡を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明による蛍光内視鏡は、前述したように生体内部の部位に照明光を照射する照明光照射系と、上記部位で反射した照明光による像を結像させる通常像用対物光学系と、この像を撮像する通常像撮像手段と、光感受性物質の励起波長領域にある励

起光を生体内部の部位に照射する励起光照射系と、上記励起光が照射された部位から発せられた蛍光による像を結像させる蛍光像用対物光学系と、この蛍光による像を撮像する蛍光像撮像手段とを備えてなる蛍光内視鏡において、生体内部の部位に、上記蛍光の波長領域にある波長の計測用照明光を照射する計測用照明光照射系と、この計測用照明光が照射された同一部位に関する上記通常像撮像手段および蛍光像撮像手段の出力画像信号を取り込み、これらの画像信号間で演算を行なって、蛍光像用対物光学系による画像の劣化関数を求める演算手段と、上記蛍光像撮像手段が出力した、蛍光像を示す画像信号に対して、上記劣化関数に基づいて像回復処理を施す画像処理手段とを備えてなることを特徴とするものである。

【0014】なお上記の計測用照明光照射系としては、励起光が照射された部位から発せられる蛍光のスペクトルとほぼ同等のスペクトルの計測用照明光を発するものや、あるいは、この蛍光の主要ピーク波長とほぼ等しい波長の計測用照明光を発するものを好適に用いることができる。

【0015】また、像回復処理に用いる劣化関数としては、例えば、蛍光像用対物光学系のPSFを適用することができる。

【0016】一方、本発明の蛍光内視鏡においては一般の蛍光内視鏡と同様に、通常像用対物光学系および蛍光像用対物光学系を、互いに別個に形成することもできるし、あるいは共通に形成することもできる。

【0017】ただし、それらを互いに別個に形成する場合は、両光学系の間の視差による像歪みが発生する可能性がある。そこでこの場合は、計測用照明光による画像を撮像した通常像撮像手段および蛍光像撮像手段の出力画像信号に対して、両光学系の間の視差による像歪みを補正する処理を施す手段を設けるのが望ましい。

【0018】

【発明の効果】本発明の蛍光内視鏡においては、上述の通りの波長の計測用照明光を生体内部の部位に照射する計測用照明光照射系を設けているので、生体内部の部位で反射したこの計測用照明光による像（計測像）を、通常像用対物光学系を介して通常像撮像手段により撮像できるとともに、蛍光像用対物光学系を介して蛍光像撮像手段により撮像することができる。

【0019】そこで前記演算手段により、通常像撮像手段および蛍光像撮像手段の出力画像信号間で演算を行なって、蛍光像用対物光学系による画像の劣化関数を求めることができる。そしてこの劣化関数は、実際に撮像した画像のデータから求められるものであるから、観察する対象物と蛍光内視鏡との実際の位置関係がどのようになっているとしても、その位置関係を正確に反映したものである。

【0020】したがって、観察する対象物と蛍光内視鏡

との位置関係が変化しても、劣化関数を求める際のこの位置関係と、蛍光像を撮像する際のこの位置関係とを共通にしておけば、該位置関係を正確に反映した劣化関数を用いて、極めて正確な像回復処理を行なうことが可能になる。この像回復処理を正確に行なうことができれば、対物光学系の焦点深度不足による像のボケを良好に解消可能となる。

【0021】そして本発明による蛍光内視鏡は、観察する対象物と蛍光内視鏡との距離を測定する手段は必要としないものであるから、この距離測定手段による構造の複雑化を回避して、比較的簡単な構成とすることができる。

【0022】なお、一般に画像のボケは、対物光学系のPSF等を劣化関数として用いた像回復処理によって効果的に解消できることが従来から知られている。画像の劣化関数には、大別して、解析的に決定できるPSFによる劣化を示すものと、解析的に決定できないPSFによる劣化を示すものがあるが、本発明の場合は、対物光学系を介した入出力関係を実際に測定してPSFによる劣化を知ることができるから、前者の範疇にある劣化関数を好適に用いることができる。その場合は、デコンボリューションにより像回復がなされる。

【0023】このデコンボリューションにより像回復する場合、通常はフィルタリング処理が適用される。その際、ノイズが無視できる場合は、劣化した画像のフーリエ変換にいわゆる逆フィルターをかけて像回復することができる。

【0024】一方、ノイズが無視できない場合は、原画像と回復画像との2乗平均誤差を最小にする最小2乗フィルター（ウィナーフィルター）や、制限付き逆たたみ込みフィルター、再帰フィルター、準同形フィルター等を利用して像回復することができる。

【0025】なお、以上のような像回復処理については、例えば電子通信学会論文誌、1984年11月、Vol. J67-D No10や、「O plus E」誌別冊（1986年11月）に詳しい記載がなされており、本発明においてはこれらに記載されている像回復処理を適用することができる。

【0026】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。図1は、本発明の一つの実施形態による蛍光内視鏡の側面形状を示すものである。

【0027】図示される通りこの蛍光内視鏡は、例えば青色領域の励起光L1を発するSHGレーザ等からなる励起光源10と、励起光L1を集光する集光レンズ11と、集光された励起光L1が入射するように配置された光ファイバーからなるライトガイド12とを有している。さらにこの蛍光内視鏡は、励起光L1の光路に対して光軸が直角となるように配されて、白色光である照明光L2を発する照明光源13と、励起光L1の光路に対して45°傾けて配されたフィルターホイール14と、フィルターホイ

ール14を回転させる駆動手段15とを有している。

【0028】上述のフィルターホイール14には、照明光L2をそのまま反射させて集光レンズ11に導くミラー14aと、白色光であるこの照明光L2の成分のうち、後述する蛍光L3のピーク波長と同じ波長の光のみを計測用照明光L2'として反射させて集光レンズ11に導くダイクロイックミラー14bとが固定されている。またこのフィルターホイール14には、励起光L1を通過させる開口(図示せず)が設けられている。

【0029】フィルターホイール14は駆動手段15により 10 駆動されて、上記開口が励起光L1を通過させる回転位置、ミラー14aが照明光L2を反射させる回転位置、およびダイクロイックミラー14bが計測用照明光L2'を反射させる回転位置のうちの1つに選択的に設定される。

【0030】上記ライトガイド12は、生体16の内部に挿入される可撓性のプローブ17の鉗子口17B内に収められている。またこのプローブ17内にはビームスプリッタ19が配され、その前方側には対物レンズ20が配設されている。

【0031】ビームスプリッタ19は、後述のようにしてそこに入射して来る光の一部を下方に向けて反射させ、残余を透過させる。ビームスプリッタ19の下方側には、励起光カットフィルター21、蛍光像撮像手段22がこの順に配設されている。蛍光像撮像手段22としてはCCD撮像板等が用いられ、該蛍光像撮像手段22は画像処理装置23と、CRT等からなる画像表示手段24とに接続されている。一方、ビームスプリッタ19を透過した光は、CCD撮像板等からなる通常像撮像手段25に入射する。この通常像撮像手段25も、上記画像処理装置23および画像表示手段24に接続されている。 30

【0032】以下、上記構成の蛍光内視鏡の作用について説明する。生体16の内部の診断部位30には、腫瘍親和性を有し、光により励起されたとき蛍光を発する光感受性物質が予め吸収されている。この光感受性物質としては、例えばポルフィリン系のものが用いられる。励起光L1、照明光L2あるいは計測用照明光L2'が診断部位(撮影部位)30に照射されると、それらの光は診断部位30で反射し、また特に励起光L1が照射された場合は、上記の光感受性物質から蛍光L3が発せられる。 40

【0033】通常像を観察する際には、照明光源13が点灯され、またフィルターホイール14はミラー14aが照明光L2を反射させる回転位置に設定される。そこで、照明光源13から発せられた照明光L2が集光レンズ11で集光され、ライトガイド12に入射する。ライトガイド12を伝搬した照明光L2はその先端から出射し、診断部位30を照射する。

【0034】診断部位30で反射した照明光L2の一部はビームスプリッタ19を透過して、通常像撮像手段25に入射する。このとき、対物レンズ20によって該照明光L2 50

による診断部位30の通常像が通常像撮像手段25上に結像され、この通常像が通常像撮像手段25によって撮像される。通常像撮像手段25が出力する画像信号S2は画像表示手段24に入力され、上記通常像が画像表示手段24に表示される。

【0035】なお対物レンズ20とビームスプリッタ19との間には、可変絞り26が設けられている。以上説明した通常像の撮像、表示時には、この可変絞り26が所定開口径まで絞り込まれ、対物レンズ20の焦点深度が拡大される。

【0036】一方蛍光像を撮像、表示する際には、励起光源10が点灯され、またフィルターホイール14は前述の開口が励起光L1を通過させる回転位置に設定される。そこで、励起光源10から発せられた励起光L1が集光レンズ11で集光され、ライトガイド12に入射する。ライトガイド12を伝搬した励起光L1はその先端から出射し、診断部位30を照射する。

【0037】診断部位30に励起光L1が照射されると、診断部位30に吸収されている光感受性物質が励起光L1により励起されて蛍光L3を発する。この蛍光L3の一部は、ビームスプリッタ19で反射して蛍光像撮像手段22に入射する。そのとき、対物レンズ20によって、該蛍光L3による診断部位30の蛍光像が蛍光像撮像手段22上に結像され、この蛍光像が蛍光像撮像手段22によって撮像される。なお、診断部位30で反射して蛍光像撮像手段22に向かう励起光L1は、励起光カットフィルター21によってカットされる。

【0038】蛍光像撮像手段22が出力する画像信号S1は画像表示手段24に入力され、上記の蛍光像が画像表示手段24に表示される。前記光感受性物質は腫瘍親和性を有するので、基本的に腫瘍部分のみが蛍光像として示されるようになる。

【0039】なお、以上説明した蛍光像の撮像、表示時には、微弱な蛍光L3がより多く蛍光像撮像手段22に入射するように、可変絞り26は開放状態とされる。このように可変絞り26が開放状態にされると、対物レンズ20の焦点深度が低下するので、画像表示手段24に表示される蛍光像の一部にボケが生じやすくなる。以下、この像のボケを解消する点について説明する。

【0040】蛍光像撮像手段22が出力する画像信号S1は画像処理装置23にも入力され、そこで対物レンズ20のPSFを用いた像回復処理を受ける。この像回復処理として具体的には、先に例示した種々のフィルターを用いるデコンボリューション処理が適用される。

【0041】以下、このような処理のうち、いわゆる逆フィルターを用いるものについて説明する。画像全体の座標系(x, y)に対して、画像における局所的な座標系を(x', y')の形で示すことにして、原画像をf(x, y)、また劣化画像をg(x, y)で表わすと、

$$g(x, y) = \iint h(x, y, x', y') f$$

$(x', y') dx' dy' + n(x, y)$
と表現される。ここで $h(x, y, x', y')$ は劣化関数、 $n(x, y)$ はノイズである。ノイズがないとき、 $f(x', y') = \delta(x' - \alpha, y' - \beta)$ で表わされる点光源の劣化した画像は $h(x, y, \alpha, \beta)$ である。したがって、 $h(x, y, \alpha, \beta)$ は、原画像上の点の位置 (α, β) に独立な P S F (点ひろがり関数) である。

【0042】点の劣化した像が、平行移動を除いて、その点の位置に依存しないならば、上記式は

$$g(x, y) = \iint h(x - x', y - y') f(x', y') dx' dy' + n(x, y)$$

とたたみ込み積分 (convolution) で表わされる。

【0043】ここで、ノイズが無視できるものとする、上式は

$$g(x, y) = \iint h(x - x', y - y') f(x', y') dx' dy'$$

となる。本式の両辺のフーリエ変換を行ない、たたみ込み定理を適用すると、

$$G(u, v) = H(u, v) F(u, v)$$

となる。 $F(u, v)$ 、 $G(u, v)$ 、 $H(u, v)$ はそれぞれ $f(x, y)$ 、 $g(x, y)$ 、 $h(x, y)$ のフーリエ変換を表わす。 $H(u, v)$ は原画像 $f(x, y)$ を劣化画像 $g(x, y)$ に変換するシステムの伝達関数である。

【0044】そこで、 $G(u, v) / H(u, v)$ の逆フーリエ変換をとることにより、原画像を復元できることになる。このことから $1/H(u, v)$ は逆フィルターと称されている。

【0045】像回復処理を受けた後の画像信号 $S1'$ は画像表示手段24に入力され、該画像信号 $S1'$ が示す蛍光像が画像表示手段24に表示される。本例においてこの蛍光像は、前述した画像信号 $S1$ が示す蛍光像とともに並べて画像表示手段24に表示される。このようにすれば、像回復処理がなされない蛍光像と見比べることにより、像回復処理の効果を確認することができる。

【0046】またこの実施形態において、画像信号 $S1$ に像回復処理を施す指令は、キーボード等の指令入力手段27を利用してマニュアル操作によって与えられる。したがって、像回復処理を実行するか否かは適宜選択することができる。

【0047】しかしここで、撮像された画像にボケが生じやすいのは可変絞り26が開放状態にされた場合であるから、例えばこの可変絞り26の操作信号を画像処理装置23にも入力させて、可変絞り26が開放状態にされた場合のみ自動的に像回復処理を実行させてもよい。そのようにすれば、操作が簡素化されて便利である。

【0048】次に、上記劣化関数 $h(x, y, x', y')$ である対物レンズ20の P S F を求める点について説明する。この P S F を求める際には、照明光源13が点

灯され、またフィルターホイール14はダイクロイックミラー14bが計測用照明光 $L2'$ を反射させる回転位置に設定される。そこで、照明光源13から発せられた照明光 $L2$ のうち、前記蛍光 $L3$ のピーク波長と同じ波長の計測用照明光 $L2'$ が集光レンズ11で集光され、ライトガイド12に入射する。ライトガイド12を伝搬した計測用照明光 $L2'$ はその先端から出射し、診断部位30を照射する。

【0049】診断部位30で反射した計測用照明光 $L2'$ の一部はビームスプリッタ19を透過して、通常像撮像手段25に入射する。このとき、対物レンズ20によって、計測用照明光 $L2'$ による診断部位30の計測像が通常像撮像手段25上に結像され、この計測像が通常像撮像手段25によって撮像される。通常像撮像手段25が出力する画像信号 $S2$ は画像処理装置23に入力される。

【0050】なお、計測用照明光 $L2'$ による計測像を通常像撮像手段25によって撮像する際には、可変絞り26は絞った状態にされている。

【0051】その後、可変絞り26は蛍光像撮像時と同様に開放状態とされ、蛍光像撮像手段22による計測像の撮像がなされる。この場合も、診断部位30には計測用照明光 $L2'$ が照射され、診断部位30で反射した計測用照明光 $L2'$ の一部はビームスプリッタ19で反射して蛍光像撮像手段22に入射する。そして対物レンズ20によって、計測用照明光 $L2'$ による診断部位30の計測像が蛍光像撮像手段22上に結像され、この計測像が蛍光像撮像手段22によって撮像される。このとき蛍光像撮像手段22が出力する画像信号 $S1$ も、画像処理装置23に入力される。

【0052】なお本例においては、共通の対物レンズ20で結像された像が通常像撮像手段25および蛍光像撮像手段22によって撮像されるので、画像信号 $S2$ と画像信号 $S1$ とは、互いに同じ部位を示すものとなっている。

【0053】画像処理装置23は、以上のようにして入力された画像信号 $S1$ および画像信号 $S2$ から、所定のプログラムに基づいて、各座標 (x, y) 毎の劣化関数 $h(x, y, x', y')$ を演算する。画像処理装置23は、このようにして求めた劣化関数 $h(x, y, x', y')$ を内蔵する記憶手段に記憶しておき、前述の像回復処理を行なう際にそれを読み出して使用する。

【0054】以上の劣化関数 $h(x, y, x', y')$ を求める処理は、前述の蛍光像を撮像、表示する直前に行なわれ、そのときの対物レンズ20と診断部位30との位置関係はそのままに保っておいて、次の蛍光像撮像、表示がなされる。そのようにすれば、対物レンズ20と診断部位30との位置関係がどのようになっても、該位置関係を正確に反映した劣化関数 $h(x, y, x', y')$ を用いて、極めて正確な像回復処理を行なうことが可能になる。

【0055】一般的な臨床治療等においては、通常像を表示させて腫瘍の疑いのある部位付近を観察し、可変絞

り26を開放させて計測用照明光L2'による計測像の撮像および劣化関数の作成を行ない、次いで蛍光像の撮像および像回復処理を行ない、その後可変絞り26を絞る、という時系列の操作が繰り返される。

【0056】なお、蛍光像を撮像、表示する際に、診断部位30に凹凸が有ると、励起光L1が診断部位30に一樣に照射されず、診断部位30内の部分毎に励起光量にムラが生じる。この励起光量のムラは蛍光L3の強度変動につながるが、通常、この蛍光強度変動は光感受性物質の濃度変化、つまり腫瘍の状態による蛍光強度変動と区別

【0057】しかしここで、上述した通り蛍光像を撮像、表示する直前に、計測用照明光L2'による診断部位30の計測像を撮像しておけば、この計測像を示す画像データによって、蛍光像を担持する画像信号S1'を規格化することにより、上記励起光量のムラによる信号成分を取り除くことも可能になる。

【0058】以上説明した実施形態は、通常像結像用と蛍光像結像用に共通の対物レンズ20を用い、そして通常像は通常像撮像手段25上により撮像し、蛍光像は別の蛍光像撮像手段22によって撮像するように構成されたものである。

【0059】しかし本発明においてはこれに限らず、通常像撮像手段と蛍光像撮像手段とを別個に形成するとともに、対物光学系も通常像結像用と蛍光像結像用に別個に形成してもよい。

【0060】そのようにする場合は、前述した通り、計測用照明光L2'による計測像を撮像した蛍光像撮像手段22、通常像撮像手段25の各出力画像信号S1、S2に対して、両光学系の間の視差による像歪みを補正する処理を施すのが望ましい。具体的にこの補正処理は、例えば、予め視差による像歪みに基づいた補正データをLUT（ルック・アップ・テーブル）に記憶させておき、このLUTを参照して座標変換を行なうようにすればよい。

【0061】さらに本発明の蛍光内視鏡においては、対物光学系を通常像結像用と蛍光像結像用に共用した上で、撮像手段も通常像撮像用と蛍光像撮像用に共用することも可能である。ただしその場合も、前記実施形態と

同様、計測用照明光L2'による計測像を通常像撮像系と蛍光像撮像系とで同時に撮像することは不可能であるから、可変絞り26を絞って通常像撮像系による計測像撮像を行ない、次いで可変絞り26を開いて蛍光像撮像系による計測像撮像を行なう、という時系列の操作が必要となる。

【0062】また、上記に説明した実施形態は、生体の診断部位に光感受性物質を予め吸収させるようにした場合についてのものであるが、生体由来の光感受性物質にみられる自家蛍光による像を得るときにも本発明装置を利用できることは言うまでもない。

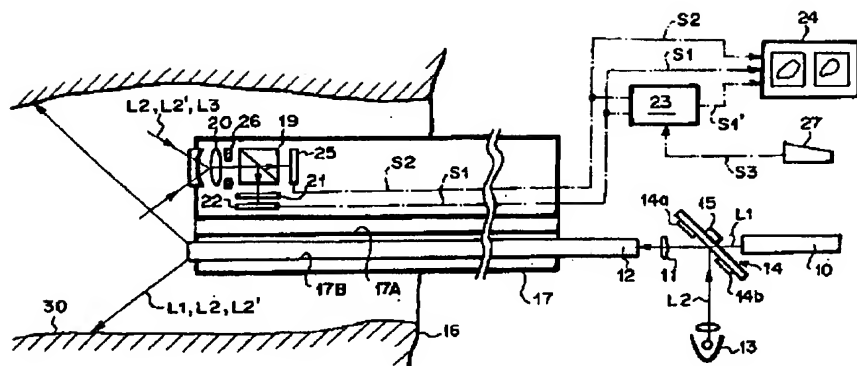
【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一つの実施形態である蛍光内視鏡を示す概略側面図

【符号の説明】

- | | |
|-----|---------------|
| 10 | 励起光源 |
| 11 | 集光レンズ |
| 12 | ライトガイド |
| 13 | 照明光源 |
| 20 | 14 フィルターホイール |
| 14a | ミラー |
| 14b | ダイクロイックミラー |
| 15 | フィルターホイール駆動手段 |
| 16 | 生体 |
| 17 | プローブ |
| 19 | ビームスプリッタ |
| 20 | 対物レンズ |
| 21 | 励起光カットフィルター |
| 22 | 蛍光像撮像手段 |
| 30 | 23 画像処理装置 |
| | 24 画像表示手段 |
| | 25 通常像撮像手段 |
| | 26 可変絞り |
| | 27 指令入力手段 |
| | 30 診断部位（撮影部位） |
| L1 | 励起光 |
| L2 | 照明光 |
| L2' | 計測用照明光 |
| L3 | 蛍光 |

【図 1】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁷

識別記号

F I

G 0 2 B 23/26

G 0 2 B 23/26

D

H 0 4 N 7/18

H 0 4 N 7/18

M

(56) 参考文献

特開 平 8 - 140928 (J P , A)
 特開 平 5 - 223738 (J P , A)
 特開 平 8 - 37604 (J P , A)
 特開 平 11 - 235308 (J P , A)
 特開 平 4 - 100107 (J P , A)
 特開 平 7 - 119893 (J P , A)
 特開 平 10 - 165365 (J P , A)

(58) 調査した分野 (Int. Cl. ⁷, D B 名)

A61B 1/00 - 1/32
 G02B 23/24 - 23/26
 G01J 3/00 - 3/52
 G01N 21/64